



PATENT OFFICE  
JAPANESE GOVERNMENT

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

Date of Application: June 7, 2000

Application Number: Japanese Patent Application No. 2000-171115

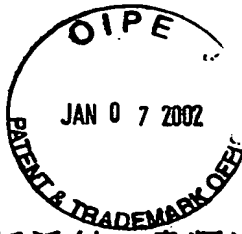
Applicant(s): KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA

May 25, 2001

Commissioner,  
Patent Office      Kozo OIKAWA

Certificate No. 2001-3044871

255N  
09/871,712



日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2000年 6月 7日

出 願 番 号

Application Number:

特願2000-171115

出 願 人

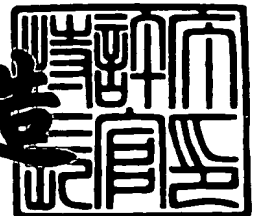
Applicant(s):

株式会社東芝

2001年 5月25日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3044871

【書類名】 特許願

【整理番号】 98A9781091

【提出日】 平成12年 6月 7日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055  
A61M 25/00  
G01R 33/44

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【請求項の数】 9

【発明者】  
【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝  
那須工場内

【氏名】 星野 勉

【特許出願人】  
【識別番号】 000003078  
【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】  
【識別番号】 100078765  
【弁理士】  
【氏名又は名称】 波多野 久

【選任した代理人】  
【識別番号】 100078802  
【弁理士】  
【氏名又は名称】 関口 俊三

【手数料の表示】  
【予納台帳番号】 011899  
【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】  
【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1  
【物件名】 要約書 1  
【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体内に挿入するデバイスの操作を伴うインターベンショナル・MR イメージング用の磁気共鳴イメージング装置において、

前記デバイスの先端位置を検出する検出手段と、この検出手段により検出される先端位置のデータから前記デバイスの移動軌跡データを作成する作成手段と、この作成手段により作成された移動軌跡データを表示する表示手段とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記検出手段は、前記デバイスの先端部に取り付けられた微小な RF 検出コイルと、RF 磁場で励起した前記 RF 検出コイルの近傍の MR 信号を傾斜磁場印加と共に収集する手段と、前記 MR 信号の周波数解析を通して前記 RF 検出コイルの位置を前記先端位置として求める手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記 RF 検出コイルは、その 1 個が前記デバイスの先端部に取り付けられている磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記作成手段は、前記先端位置のデータに適宜な時刻毎に目印を付ける手段と、この目印間の先端位置のデータを目印間毎にグループ化し、これを前記移動軌跡データとして出力する手段とを備え、

前記表示手段は、前記グループ化された先端位置のデータをそのグループ毎に異なる態様で表示する手段である、磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】 請求項 4 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記作成手段は、前記デバイスの操作手元部に設けられ且つ前記目印を付けるための信号を発生する操作手段を備えた磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】 請求項 4 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記表示手段は、前記グループ化された先端位置のデータをそのグループ毎に

異なる輝度又はカラーで表示する手段である磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】 請求項 6 記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記表示手段は、前記グループ化された先端位置のデータをそのグループ毎に、  
グループ化されてからの経過時間に対応して異なる輝度又はカラーで表示する  
手段である磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】 請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載の磁気共鳴イメージング装  
置において、

前記デバイスはカテーテルである磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】 請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載の磁気共鳴イメージング装  
置において、

前記表示手段は、前記作成手段により作成された移動軌跡データを参照画像上  
に重畳して表示する手段である磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴現象に基づいて被検体内部を撮像する磁気共鳴イメージン  
グ（MRI）装置に係り、とくに、カテーテル操作や穿刺などの治療や検査を伴  
うインターベンショナルMRIを実施するときのカテーテルの位置表示が可能な  
磁気共鳴イメージング装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージングは、均一な静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンを  
そのラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する  
MR 信号から画像を再構成するイメージング法である。

【 0 0 0 3 】

このイメージング法の中で、近年、MR 撮像を行いながら又はMR 撮像が可能  
な環境下で、穿刺、カテーテル操作、更には手術などの治療や検査を行なうこと  
が可能なインターベンショナルMRIと呼ばれるイメージング法が注目されてい  
る。このイメージングを行なうには、患者に挿入されたカテーテルの位置を術者

に実時間で且つ正確に伝えることが重要であり、そのための方法が現在、研究中である。術者がカテーテルの位置を実時間で正確に知ることは、手術の安全性と迅速化に不可欠である。

## 【 0 0 0 4 】

このカテーテルの位置を把握する 1 つの方法として、通常 of 磁気共鳴イメージング法を用いるものが知られている。これは、通常 of 磁気共鳴イメージングを行なってカテーテルの位置を画像化し、術者にその位置を表示により提示する手法である。この手法は、カテーテルを直接画像化するというよりは、カテーテルの磁場に対する影響を間接的に虚像として収集し、これを画像上で認識させるという方が実態に即している。

## 【 0 0 0 5 】

また、別の方法として、カテーテルの位置を直接に測定する手法が知られている。これは、カテーテルの先端に微小な R F 検出コイルを設け、イメージング用 R F 励起に伴う R F 検出コイル近傍の M R 信号を 3 軸それぞれの傾斜磁場を印加しながら検出し、その信号の周波数を測定することにより、カテーテル先端位置を 3 次元的に算出し、その先端位置を表示装置に表示させるものである。

## 【 0 0 0 6 】

例えば、文献「1992 SMRM pp104, “Tracking of an Invasive Device within an MR imaging system”, C. L. Dumoulin, S. p, Souza, and R. D. Darrow “」に示されている R F 受信コイルを用いた位置情報の検出方法に用いるパルスシーケンスを図 4 に示す。

## 【 0 0 0 7 】

R F パルスによって、診断部位全体が励起され、次いで X チャンネルの傾斜磁場が変化されて、エコー信号が検出される。このエコー信号が F F T ( F a s t F o u r i e r T r a n s f o r m ) に付されることで、共鳴周波数からのずれが算出され、傾斜磁場強度から X 軸方向の R F 検出コイル ( カテーテル先端 ) の位置情報が求められる。続けて、 Y チャンネル、 Z チャンネルについても、 R F 励起に続き、各傾斜磁場が同様に变化させられて、各軸方向の位置情報が算

出される。これにより、カテーテル先端の3次元位置情報を得ることができる。

【0008】

さらに、この直接測定のための例として、カテーテルに複数のRF受信コイルを装着し、カテーテル全体位置を把握・表示する技術も知られている。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した従来技術には、以下のような未解決の課題があった。

【0010】

上述した通常イメージング法に拠る位置検出の場合、カテーテルの磁場に対する影響を間接的に画像化する手法であるため、イメージング方法、カテーテルの位置、方向、及びその材質、並びに、撮像方向に応じて画像上でのカテーテルの形状、位置ずれ、及び／又は輝度に変化し、正確なカテーテル先端位置を術者に提示することが困難であった。さらに、イメージング用のパルスシーケンスを用いているため、ある時刻の位置を得るには1回の撮像分の時間が必ず必要になり、従って、表示分解能が低いという問題もあった。

【0011】

また、上述したRF受信コイルをカテーテル先端に取り付ける方法の場合、コイルのみの1点しか表示されないため、カテーテル全体の位置を把握し難いし、カテーテルの現在の方向と進行方向の把握が難しいという問題がある。さらに、複数のRF受信コイルを取り付ける方法の場合、それらの位置検出をコイル数分、行なう必要があるため、システムが複雑化するとともに位置測定に時間が掛かるという問題がある。

【0012】

本発明は、このような従来技術が直面する現状を打破するためになされたもので、比較的簡単な構成ながら、カテーテルの位置を正確に且つ短時間で検出でき、カテーテル全体の位置、向き、及び進行方向を把握できるようにすることを、その目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明によれば、被検体内に挿入するデバイスの操作を伴うインターベンショナル・MRイメージング用の磁気共鳴イメージング装置において、前記デバイスの先端位置を検出する検出手段と、この検出手段により検出される先端位置のデータから前記デバイスの移動軌跡データを作成する作成手段と、この作成手段により作成された移動軌跡データを表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 1 4 】

これにより、例えば、過去に取得されたカテーテルなどのデバイスの先端位置データが、その取得された時刻に応じて画面上に再表示されるので、デバイスの先端位置のみならず、全体像が簡単に且つ殆ど実時間で表示される。

## 【 0 0 1 5 】

本願では更に、上述した基本構成に基づく別発明として以下の発明が提供される。

## 【 0 0 1 6 】

例えば、前記検出手段は、前記デバイスの先端部に取り付けられた微小なRF検出コイルと、RF磁場で励起した前記RF検出コイルの近傍のMR信号を傾斜磁場印加と共に収集する手段と、前記MR信号の周波数解析を通して前記RF検出コイルの位置を前記先端位置として求める手段とを備える。

## 【 0 0 1 7 】

一例として、前記RF検出コイルは、その1個が前記デバイスの先端部に取り付けられる。

## 【 0 0 1 8 】

また、好適には、前記作成手段は、前記先端位置のデータに適宜な時刻毎に目印を付ける手段と、この目印間の先端位置のデータを目印間毎にグループ化し、これを前記移動軌跡データとして出力する手段とを備え、前記表示手段は、前記グループ化された先端位置のデータをそのグループ毎に異なる態様で表示する手段である。

## 【 0 0 1 9 】

この場合、例えば、前記作成手段は、前記デバイスの操作手元部に設けられ且

つ前記目印を付けるための信号を発生する操作手段を備えることが望ましい。

【 0 0 2 0 】

また、好適には、前記表示手段は、前記グループ化された先端位置のデータをそのグループ毎に異なる輝度又はカラーで表示する手段である。さらに、表示手段は、前記グループ化された先端位置のデータをそのグループ毎に、グループ化されてからの経過時間に対応して異なる輝度又はカラーで表示する手段であってもよい。

【 0 0 2 1 】

別の例として、前記デバイスはカテーテルである。

【 0 0 2 2 】

更に別の例として、前記表示手段は、前記作成手段により作成された移動軌跡データを参照画像上に重畳して表示する手段である。

【 0 0 2 3 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の一実施形態を、図 1 ～ 4 を参照して説明する。

【 0 0 2 4 】

この実施形態に係る磁気共鳴イメージング（MRI）装置は、所謂、オープン型のシステムとして構成されており、その概略構成を図 1 に示す。

【 0 0 2 5 】

この磁気共鳴イメージング装置は、被検体としての患者を静磁場中に置くためのオープン型ガントリGNを備える。このガントリGNは、横磁石配列の例えば超伝導磁石で構成される静磁場磁石 1 を有し、この磁石 1 を 4 本柱で支持する構造になっている。静磁場磁石 1 は、対向する 1 対の円板状磁石をその上下の構造体にそれぞれ有し、それらの間の診断用空間に、静磁場電源 2 からの電源を受けて駆動して均一強度の静磁場を発生させる。この診断用空間に、寝台 16 の天板 16 A に寝かされた患者が挿入される。

【 0 0 2 6 】

磁石 1 の診断空間側の壁位置には、傾斜磁場コイル 3 及び送信 RF コイル 7 T が設置されている。また、天板 16 A 上の被検体 P の診断部位近傍には、受信 R

F コイル 7 R が配置される。磁石 1 の診断空間側の壁位置に取り付ける R F コイルが送信及び受信の両方を兼ねる構成であってもよい。

【 0 0 2 7 】

傾斜磁場コイル 3 は、与えられたパルスシーケンスに基づいて静磁場に重畳するスライス方向、位相エンコード方向、及び読み出し方向の傾斜磁場パルスが発生させる x、y、および z コイル（図示せず）から成る。この傾斜磁場コイル 3 は傾斜磁場アンプ 4 に接続されている。傾斜磁場アンプ 4 はシーケンサ（シーケンスコントローラ）5 から与えられる X 軸、Y 軸、Z 軸（ガントリ GN に設定される物理軸）方向の傾斜磁場に対する制御信号を受けて x、y、z コイルに供給するパルス電流の印加を制御する。これにより、スライス方向、位相エンコード方向、および読み出し方向の傾斜磁場が制御される。

【 0 0 2 8 】

送信 R F コイル 7 T 及び受信 R F コイル 7 R は送信器 8 T 及び受信器 8 R にそれぞれ接続されている。この送信器 8 T 及び受信器 8 R もまたシーケンサ 5 に接続されている。送信器 8 T はシーケンサ 5 から送られてきた制御信号を受け、これに応答して送信電流パルスを送信 R F コイル 7 T に送る。これにより、R F コイル 7 T から R F 磁場パルスが発生し、患者の診断部位を含む、例えば全身領域に印加される。

【 0 0 2 9 】

この R F 磁場パルスの印加に呼応して発生した M R 信号は、受信 R F コイル 7 R により受信され、対応する R F 電流として受信器 8 R に送られる。受信器 8 R は、受信 R F 電流に増幅、検波、デジタル化などの所定の受信処理を施し、デジタル量の M R データとしてシーケンサ 5 を介して演算ユニット 1 0 に送る。

【 0 0 3 0 】

シーケンサ 5 は C P U およびメモリを備えており、スキャン時には、ホスト計算機 6 から渡されるパルスシーケンス情報に基づいて傾斜磁場アンプ 5 および送信器 8 T の駆動を制御する。

【 0 0 3 1 】

ホスト計算機 6 は C P U とメモリを備えて構成され、装置全体の駆動タイミン

グ制御、撮像のためのスキャン制御などの処理を実行する。ホスト計算機6には、記憶装置11、表示器12、及び入力器13が接続されている。ホスト計算機6は、スキャン制御として、パルスシーケンス情報を演算してシーケンサ5に渡す。

## 【0032】

ホスト計算機6及びシーケンサ5にはまた、演算器10が接続されている。演算器10は、画像の再構成処理及び後述するカテーテルの移動軌跡表示処理を行なう。再構成処理として、演算器10は、受信MRデータをシーケンサ5を介して取り込み、2次元又は3次元のk空間（フーリエ空間または周波数空間）に配置した後、2次元又は3次元のフーリエ変換を施して実空間の画像データに再構成する。また、演算器は、カテーテルの移動軌跡表示処理を行なう。即ち、受信MRデータをシーケンサ5を介して入力し、このデータに基づいてカテーテルの全体像を表示する処理を行なう。

## 【0033】

一方、この磁気共鳴イメージング装置のガントリGNは、上述した如くオープン型であるので、インターベンショナルMRIを実施するのに好適である。本実施形態では、インターベンショナルMRIとして、カテーテル17を被検体Pの内部に挿入して必要な処置を行なう態様を採る。

## 【0034】

カテーテル17の先端には、微小なRF検出コイル18が取り付けられている。このRF検出コイル18は、送信RFコイル7Tに対して受信コイルとして機能する。このRF検出コイル18は細いケーブル19を介して、その受信信号が受信器8Rに送られるようになっている。

## 【0035】

また、カテーテル17の手元部には、時刻のデータに目印を付けるために入力装置19が装着されている。このため、オペレータがこの入力装置19を操作すると、その操作信号がシーケンサ5を介して演算器10に送られるようになっている。

## 【0036】

なお、カテーテル 1 7 はインターベンショナル・デバイスの代表例として説明されるもので、その他のインターベンショナル・デバイスとしては、例えば、穿刺針、ガイドワイヤ、内視鏡スコープなどであってもよい。

## 【 0 0 3 7 】

続いて、ホスト計算機 6、シーケンサ 5、及び演算器 1 0 が協働して実行する図 2 に示すカテーテルの移動軌跡表示処理を中心に、この磁気共鳴イメージング装置の動作を説明する。

## 【 0 0 3 8 】

まず、ホスト計算機 6 の管理下において、カテーテル 1 7 の位置を表示するための参照画像が通常の M R イメージング、即ち、送信 R F コイル 7 T 及び受信 R F コイル 7 R を使ったイメージングが実施される（ステップ S 1）。

## 【 0 0 3 9 】

次いで、カテーテル 1 7 の先端位置の 3 次元位置データが、ホスト計算機 6 の管理下で、シーケンサ 5 及び演算器 1 0 と共に検出される（ステップ S 2）。この 3 次元位置検出は、前述した図 4 と同様に、X チャンネル、Y チャンネル、Z チャンネルそれぞれについて、R F 励起、傾斜磁場パルスの印加（グラジエントエコーの発生）、エコー信号の収集、エコー信号のフーリエ変換処理（共鳴周波数からのずれ量演算）、及び各軸方向の位置データへの変換を行なうことで行なわれる（ステップ S 2）。

## 【 0 0 4 0 】

次いで、演算器 1 0 はカテーテル 1 7 の手元部に在る入力装置 2 0 からの操作信号の入力を判断することで、時刻のデータに目印を付けるか否かを判断する（ステップ S 3）。この判断が Y E S のときには、その時点の時刻のデータに、例えばフラグを立てることで目印を付ける（ステップ S 4）。この目印処理は、オペレータが入力装置 2 0 を操作する適宜なタイミング毎に実施される。オペレータは表示器 1 2 に表示された、カテーテルのモニタ画面を見ながら、適宜なタイミングで入力装置 2 0 を操作する。

## 【 0 0 4 1 】

次いで、演算器 1 0 は、時系列における前回の目印と今回の目印の間に収集さ

れたカテーテル 1 7 の先端の 3 次元位置データが 1 つのグループデータとして設定される（グループ化）（ステップ S 5）。

## 【 0 0 4 2 】

この後、演算器 1 0 は、グループ化された 3 次元位置データが記憶装置 1 1 に保存される（ステップ S 6）。なお、上述のステップ S 3 において、目印を付ける旨の操作信号が無いとき（N O の場合）も、収集した 3 次元位置データは記憶装置 1 1 に保存される（ステップ S 6）。

## 【 0 0 4 3 】

さらに、演算器 1 0 は、時刻データの更新（時刻の再計算）を行なった後（ステップ S 7）、データ表示の属性（輝度、カラーなど）に対する値を計算し（ステップ S 8）、データ表示の属性を更新させる（ステップ S 9）。

## 【 0 0 4 4 】

このデータ表示の属性更新は、位置データのグループ毎に表示状態を変えて、カテーテル 1 7 の先端部の位置を際立たせると共に、その全体像をも表示するために実施される。例えば、位置データ収集から表示までの所要時間に反比例した輝度を計算し、この輝度値を位置データのグループ毎に割り当てる。これにより、時系列的に最も新しいグループの位置データには最も高い輝度が割り当てられ、次に新しいグループの位置データにその次に高い輝度が割り当てられる。つまり、収集された時刻が旧くなるほど、位置データの輝度がグループ毎に下げられる。

## 【 0 0 4 5 】

このように、カテーテル 1 7 の先端位置を表す 3 次元位置データの表示情報が揃うと、この位置データを参照画像に重ねて表示する（ステップ S 1 0）。この後、再び、ステップ S 2 に戻り、カテーテル先端の位置検出が行なわれる。以下、上述した位置検出及び表示の処理が繰り返される。

## 【 0 0 4 6 】

この繰返しによって、表示器 1 2 には、例えば図 3 に示すカテーテル像がモニタ画像として表示される。参照画像 I M r e f を背景として、これにカテーテル 1 7 の軌跡が重畳表示される。カテーテル 1 7 の軌跡は、微小時間毎に定期的に

実行される先端位置出検処理（図 2、ステップ S 2）によって取得された位置データの集合体として表示される。この軌跡の画像は、入力装置 2 0 をオペレータが操作して出力された操作信号に呼応して、適宜なタイミング毎にグループ化（G 1，G 2，G 3）されている。そして、グループ毎に表示状態が異なっている。ここでは、時系列的に最も新しいグループ G 1 の軌跡の輝度が最も高く、次に新しいグループ G 2 のそれがその次に高く、最も古いグループ G 3 のそれが最も低い輝度になっている。

## 【 0 0 4 7 】

これにより、カテーテル 1 7 の先端位置は勿論のこと、その全体像も容易に把握することができる。

## 【 0 0 4 8 】

なお、上記実施形態において、目印処理によってグループ化された位置データについては、上述した輝度調整に加えて、又は、単独で、非表示処理、再表示処理、輝度調整、色調整、位置補正を行なうようにしてもよい。これにより、カテーテルを引き戻したり、探索させる場合にも、確実にその先端位置及び全体を観察することができる。

## 【 0 0 4 9 】

また、例えば、上述した輝度調整に代えて、色と輝度の両方を変える表示を行なってもよい。この処理は、上述した位置データのグループ化に無関係に行なうことができる。例えば、最新の位置を赤色で表示し、時間の経過と共に青色に変化させる。進む方向は、位置データの時間差分により計算し、その方向がカテーテルを引き戻す方向に動いた場合、その対応する位置までの表示を消去するか、又は、色を変化させる。

## 【 0 0 5 0 】

さらに、カテーテル先端部の位置を検出する構成として、微小な R F 検出コイルをその先端部に複数個の設けてもよい。一方、かかる検出構成の別の例として、通常撮像の M R 画像の画像値から先端位置を画像処理で求めるようにしてもよい。この画像処理を行なうときに好適な位置検出センサとして、N M R 信号源となり得る物質（水、P V A，オイルなど）を含んだマーカ一体を、かかる先端部

に取り付けるようにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

また、なお、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、ガントリが筒状タイプであっても実施可能である。

【 0 0 5 2 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置によれば、デバイスの先端位置を検出し、検出される先端位置のデータからデバイスの移動軌跡データを作成し、作成された移動軌跡データを表示するようにしたので、カテーテルなどのデバイスの先端位置は勿論のこと、デバイスの全体の位置、方向などを簡単な構成にて、殆ど実時間で術者に提示できるので、インターベンショナルMRIによる検査、治療などにおけるデバイス操作が容易化且つ正確化に寄与する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の実施形態に係るオープン型の磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示すブロック図。

【図 2】

カテーテルの軌跡表示処理の概要を示すフローチャート。

【図 3】

カテーテルの軌跡表示の一例に係るモニタ画面の図。

【図 4】

カテーテル先端部の位置検出に使用されるパルスシーケンスの図。

【符号の説明】

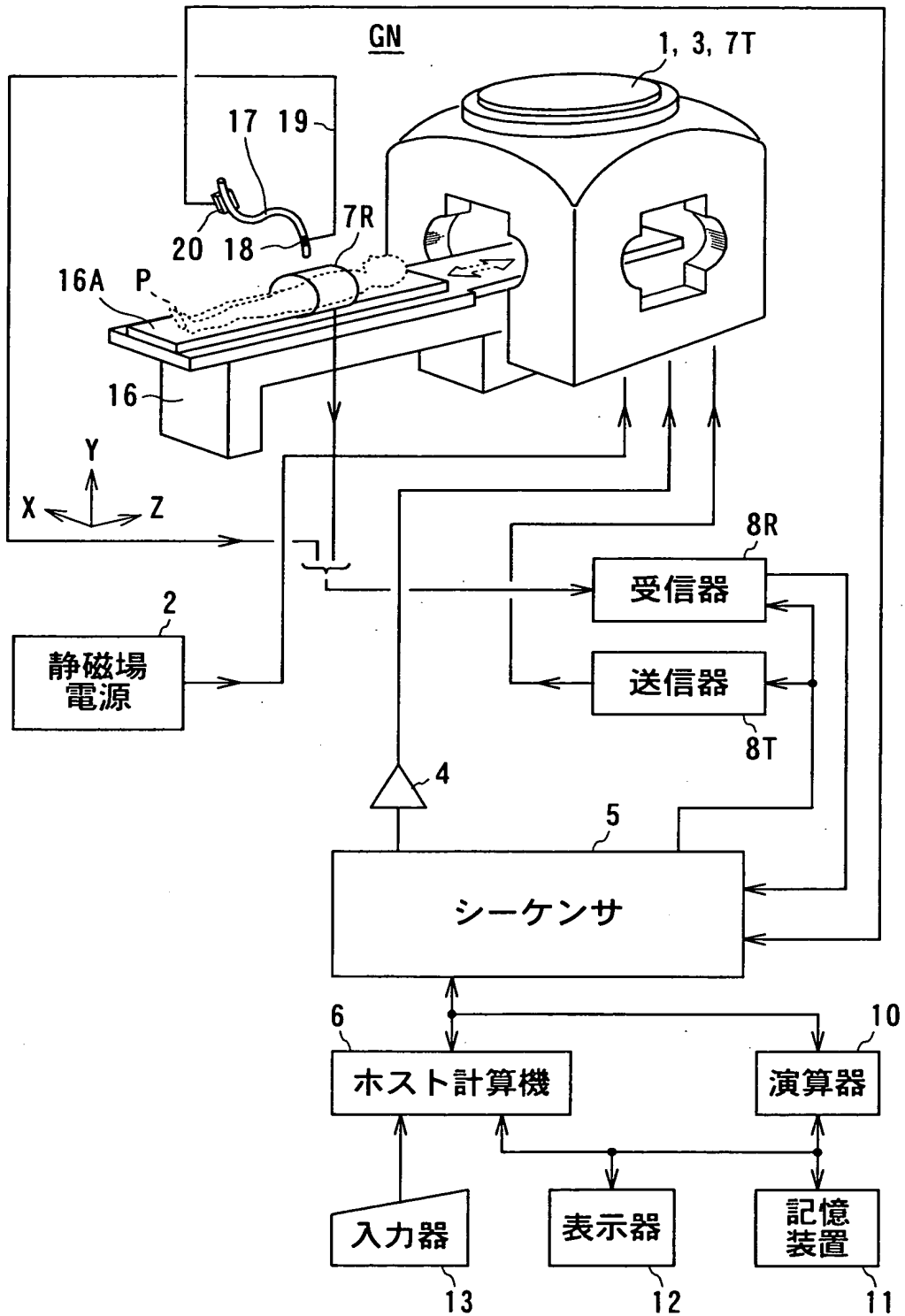
GN ガントリ

- 1 静磁場磁石
- 2 静磁場電源
- 3 傾斜磁場コイル
- 4 傾斜磁場アンプ

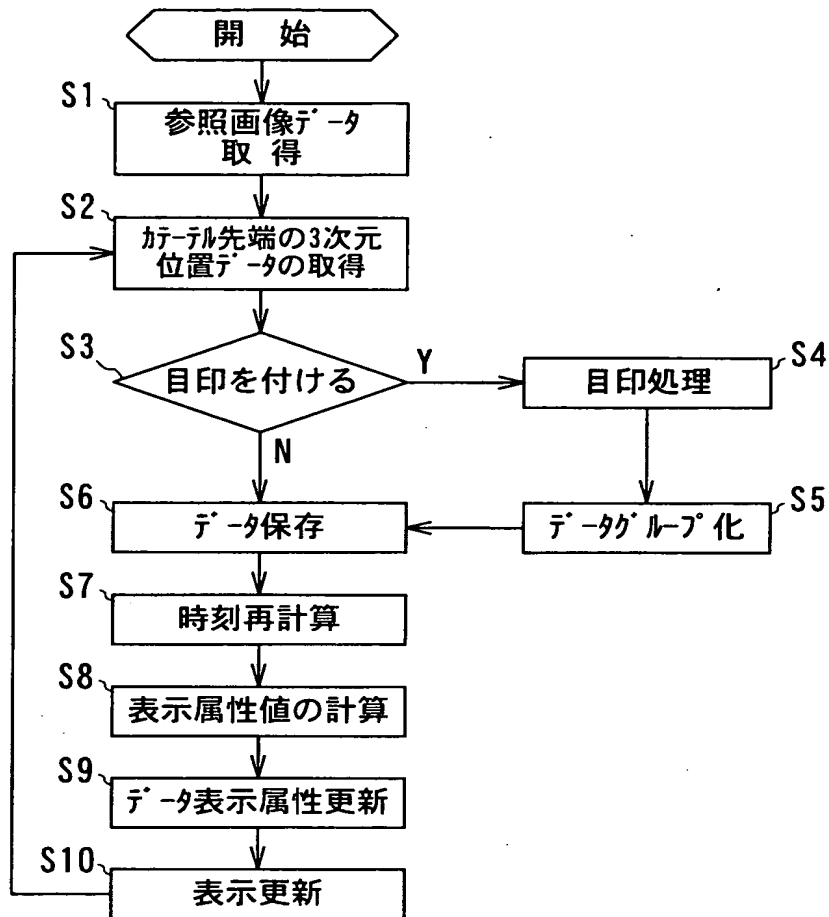
- 5 シーケンサ
- 6 ホスト計算機
- 7 T, 7 R R F コイル
- 8 T 送信器
- 8 R 受信器
- 1 0 演算器
- 1 1 記憶装置
- 1 2 表示器
- 1 3 入力器
- 1 7 カテーテル (インターベンショナル・デバイス)
- 1 8 R F 検出コイル
- 2 0 入力装置 (操作手段)

【書類名】 図面

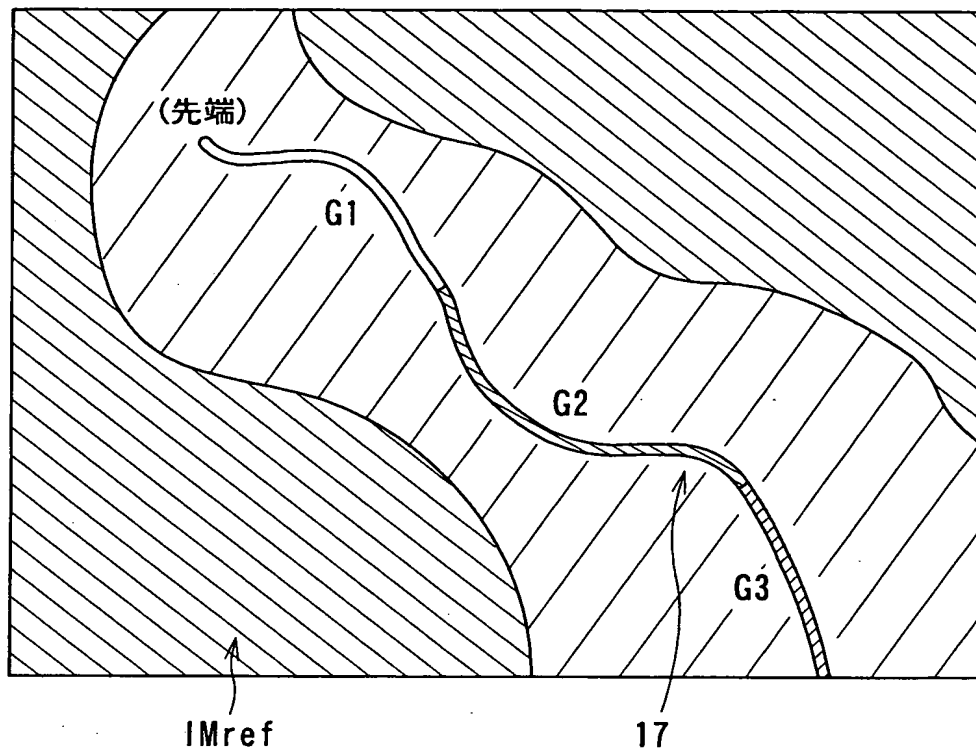
【図 1】



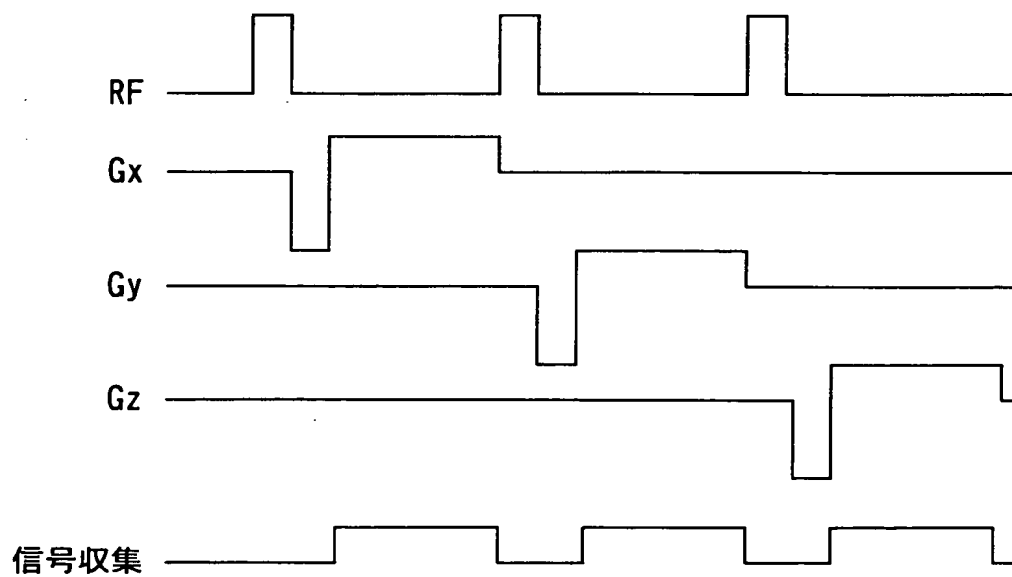
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 比較的簡単な構成ながら、カテーテルの位置を正確に且つ短時間で検出でき、カテーテル全体の位置、向き、及び進行方向を把握できるようにする。

【解決手段】 被検体 P 内に挿入するカテーテル 17 の操作を伴うインターベンシヨナル・MR イメージング用の磁気共鳴イメージング装置である。カテーテル 17 の先端位置を検出する手段（1， 3， 5， 8 T， 18， 8 R）と、検出される先端位置のデータからカテーテル 17 の移動軌跡データを作成する手段（5， 10， 20）と、作成された移動軌跡データを表示する手段（10， 6， 12）とを備える。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日 1990年 8月22日  
[変更理由] 新規登録  
住 所 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地  
氏 名 株式会社東芝